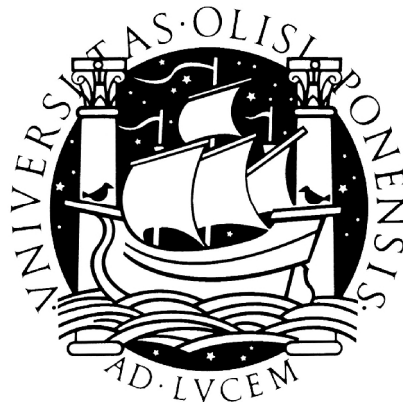


UNIVERSIDADE DE LISBOA

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



**Prototipagem rápida na reabilitação implantossuportada em
doentes mandibulectomizados**

Alexandra Horta Martins

MESTRADO INTEGRADO

2011

UNIVERSIDADE DE LISBOA

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



**Prototipagem rápida na reabilitação implantossuportada em
doentes mandibulectomizados**

Dissertação orientada pelo

Prof. Dr. Paulo Jorge Valejo Coelho

Alexandra Horta Martins

MESTRADO INTEGRADO

2011

AGRADECIMENTOS

Com esta tese termina esta longa etapa, com muito esforço e dedicação e cuja realização teria sido impossível sem o apoio, amizade, amor e empenho de algumas pessoas a quem dirijo o meu mais profundo e sincero agradecimento:

Ao Professor Doutor Paulo Jorge Valejo Coelho, pela sua orientação e inspiração para a realização deste trabalho.

Ao Professor Doutor Risto Kontio, da Universidade de Helsínquia (Finlândia) e Professor Doutor Dennis Rohner, do Cranio-Facial Center Hirslanden (Suíça), pela preciosa ajuda e por partilharem as suas experiências e conhecimentos.

Aos meus pais e seus companheiros, sem os quais não teria chegado até aqui.

Aos meus amigos e colegas de faculdade, pela amizade e apoio.

À minha incansável amiga e colega de quarto Cátia Martins, pela paciência e compreensão.

Aos meus amigos, Helena Calçada, Filipa Caeiro, Cláudia Pires, Diogo Xavier e Verónica Brito, pela amizade e apoio.

Ao Basílio Martins, pelo amor e apoio e por ter surgido na altura certa.

Resumo

A prototipagem rápida aplicada à medicina é definida pelo fabrico de modelos dimensionalmente precisos da anatomia humana obtidos a partir de imagens médicas. Esta tecnologia tem permitido um planeamento pré-cirúrgico mais preciso, ao nível da cirurgia maxilofacial, através da obtenção de biomodelos do crânio, simulação virtual da cirurgia e navegação intra-operatória. Isto conduziu ao desenvolvimento de novas técnicas cirúrgicas, nomeadamente na reconstrução de defeitos mandibulares. A reconstrução mandibular é realizada recorrendo à utilização de retalhos recolhidos de outras partes do corpo (zonas dadoras). Existem diversos tipos de retalhos, sendo o mais utilizado o retalho microvascularizado livre, que prevê uma elevada taxa de sucesso.

Na reconstrução mandibular tradicional, a reabilitação protética raramente ocorre antes dos 6 meses após a transferência do retalho, sendo este período de tempo muito desconfortável para o doente. Após a colocação dos implantes é necessário que ocorra a osseointegração, durante 4 meses na mandíbula e 6 meses para maxila; só após este período é que a prótese dentária é colocada em função.

Esta tese propõe-se a explorar uma técnica alternativa: a utilização de retalhos pré-fabricados. Nesta técnica os implantes são osseointegrados na zona dadora, aguardando-se um período de cicatrização de 6 a 8 semanas. Nessa altura o retalho pré-fabricado pode ser transferido para reconstrução do defeito mandibular. Esta técnica permite ao doente uma reabilitação protética mais rápida, podendo iniciar uma dieta mole imediatamente após a cirurgia reconstrutiva. A colocação de próteses definitivas pode ser realizada 6 meses após a cirurgia. A taxa de sucesso desta técnica é de cerca de 95%.

A prototipagem rápida assume grande importância, graças à qual é possível executar técnicas cirúrgicas de reconstrução mandibular de elevada precisão, como os retalhos pré-fabricados, alcançando resultados satisfatórios mais rapidamente para o doente.

Palavras-chaves:

Prototipagem rápida

Retalhos pré-fabricados

Mandibulectomia

Reabilitação protética

Reconstrução mandibular

Abstract

Rapid prototyping applied to medicine is defined by the manufacture of dimensionally accurate models of human anatomy derived from medical images. This technology has allowed a more accurate pre-surgical planning [*apaguei vírgula*] of maxillofacial surgery by obtaining biomodels and performing virtual simulation of surgery and intraoperative navigation. This led to the development of new surgical techniques, including the reconstruction of mandible defects. The mandible reconstruction is performed through the use of flaps collected from other parts of the body (donor area). There are several types of flaps, the most used is the microvascular free flap, which provides a high success rate.

In traditional mandible reconstruction, prosthetic rehabilitation rarely occurs before 6 months after the transfer of the flap, and this time may be very uncomfortable for the patient. After placement of the implants a period osseointegration is required during 4 months in the mandible and 6 months in the maxilla. After this period the dental prosthesis is placed on function. This thesis proposes to explore an alternative approach: the use of prefabricated flaps. In this technique, the implants are osseointegrated at the donor site, pending a healing period of 6 to 8 weeks. At that time the prefabricated flap can be transferred to the mandible defect. This technique allows the patient to a prosthetic rehabilitation faster and can start a soft diet immediately after the reconstructive surgery. The final prosthesis can be performed 6 months after surgery. The success rate of this technique is about 95%.

Rapid prototyping is a technology of great importance, through which we can perform surgical techniques of high precision, for mandible reconstruction, such as prefabricated flaps, achieving faster satisfactory results to patients.

Keywords:

Rapid Prototyping

Mandibulectomy

Mandible reconstruction

Prosthetic reconstruction

Prefabricated flaps

Índice

Introdução.....	pág. 2
1. A Prototipagem Rápida: Etapas para a criação de um biomodelo.....	pág. 4
1.1 Aquisição de imagem.....	pág. 4
1.2 Processamento de imagem.....	pág. 5
1.3 Métodos de fabricação de biomodelos.....	pág. 7
1.3.1 Estereolitografia.....	pág. 8
1.3.2 Sinterização selectiva a laser.....	pág. 9
1.3.3 Modelação por deposição de material termoplástico (FDM)	pág.10
1.3.4 Polyjet.....	pág.11
1.3.5 Impressão tridimensional (3D Printing)	pág. 11
1.4 Comparação entre as técnicas: Vantagens e Desvantagens.....	pág.12
1.5 Validação do biomodelo pelo cirurgião.....	pág. 13
1.6 Planeamento cirúrgico virtual e navegação intra-operatória	pág. 13
2. Técnica cirúrgica de reconstrução mandibular.....	pág.15
2.1 Retalhos ósseos livres.....	pág.16
2.2 Retalhos ósseos pediculados.....	pág.16
2.3 Retalhos de osso medular esponjoso particulado.....	pág. 17
2.4 Retalhos microvascularizados livres.....	pág.17
2.5 Zonas dadoras.....	pág.18
2.5.1 Omoplata.....	pág.18
2.5.2 Crista ilíaca.....	pág.19
2.5.3 Perónio.....	pág. 20
3. Reconstrução mandibular tradicional.....	pág. 21
4. Reconstrução mandibular alternativa: Retalhos pré-fabricados.....	pág. 23
4.1 Princípios cirúrgicos.....	pág. 23
4.2 Dados acerca do sucesso da técnica alternativa.....	pág. 25
Conclusão.....	pág.27

PROTOTIPAGEM RÁPIDA NA REABILITAÇÃO IMPLANTOSSUPORTADA EM DOENTES MANDIBULECTOMIZADOS

Introdução

As tecnologias de Prototipagem Rápida foram originalmente desenvolvidas para rapidamente construir um protótipo de um novo produto projectado em meio virtual (CAD – computer aided design). No seu início, em finais dos anos 80, o processo de prototipagem rápida era, em grande parte, impreciso e a escolha de materiais e tecnologias era limitada. Contudo, muito evoluiu desde então, tendo-se diversificado a gama de materiais, tecnologias e aplicações. Esta técnica é muito difundida na concepção do produto de algumas indústrias, especialmente na indústria de automóveis, joalharia, arte, arquitectura, electrodomésticos, entre outros (www.materialise.com/prototyping-cases-by-industry, 2011; Petzold, 1999).

A prototipagem rápida também tem sido aplicada à antropologia e ciências forenses e desde há alguns anos, os modelos também têm sido aplicados no campo da medicina (Petzold, 1999; Liu, 2006).

A prototipagem rápida aplicada à medicina é definida pelo fabrico de modelos dimensionalmente precisos da anatomia humana obtidos a partir de imagens médicas. O desenvolvimento desta técnica, originalmente descrita por Mankowich em 1990, permitiu grandes avanços na área da cirurgia maxilofacial, nomeadamente na produção de imagens tridimensionais. Esta tem sido aplicada a diversas áreas médicas incluindo implantologia dentária, neurocirurgia e ortopedia (Mäkitie et al, 2010). A fonte da imagem tridimensional é principalmente a tomografia computadorizada, apesar de também serem utilizados a ressonância magnética e ultrassons. Modelos médicos de tecidos duros (osso) e tecidos moles (com passagens nasais e para vasos sanguíneos) têm sido produzidos com sucesso (Winder, 2005). Usualmente são utilizados para a comunicação com o doente, diagnóstico e planeamento pré-cirúrgicos, mas também são cada vez mais utilizados na concepção e fabricação de implantes e próteses bem como criação de guias cirúrgicas (Bibbs, 2010, Mäkitie et al, 2010). Estes modelos devem ser altamente precisos, além de rígidos, esterilizáveis e translúcidos para visualização de estruturas internas (Liu, 2006).

O grau de precisão atingido através de prototipagem rápida permitiu a realização de guias cirúrgicas para osteotomias em regiões como maxila e mandíbula assumindo

um papel preponderante em casos de reconstrução e reabilitação dentária (Winder, 2005). Uma das técnicas, possíveis devido ao desenvolvimento desta tecnologia, é a reconstrução maxilo-mandibular através de retalhos pré-fabricados com implantes dentários, sendo este o objecto de estudo desta tese. Esta técnica inovadora foge à técnica clássica de reconstrução, apresentando inúmeras vantagens e só é possível graças às novas tecnologias de planeamento e execução cirúrgico.

Contudo, existem também inúmeras desvantagens como o stress residual nos modelos, o número limitado de materiais disponíveis, precisão insuficiente, custo de produção elevado e um conflito entre a precisão do modelo e a velocidade de produção do mesmo (Yan, 2009).

1. A Prototipagem Rápida: Etapas para a criação de um biomodelo

A prototipagem rápida é uma técnica de construção de um modelo tridimensional directamente de um modelo desenhado por computador (CAD). Este modelo é construído através de um método de adição (camada a camada), existindo diversos métodos e materiais para o fazer (Liu, 2006).

A criação destes modelos médicos envolve determinados passos sequenciais: aquisição de imagem tridimensional de elevada qualidade da região anatómica da qual se pretende o modelo, processamento da imagem através da selecção das regiões de interesse para o cirurgião, modelação matemática das superfícies anatómicas, formatação da informação para processamento para prototipagem rápida, construção do modelo e avaliação do grau de precisão e dimensão do modelo (Winder, 2005).

1.1 Aquisição de imagem:

A aquisição de imagem pode ser feita com recurso à ressonância magnética, tomografia computadorizada ou tomografia computadorizada volumétrica. A ressonância magnética utiliza um campo magnético de alta densidade e ondas rádio para permitir a formação de imagens (Antas, 2007). É uma boa técnica para observação de tecidos moles, mas não é tão eficaz para visualizar tecidos duros como a tomografia computadorizada (Liu, 2006). Além disso, os fortes campos magnéticos, a presença de metais (como amálgamas dentárias ou implantes) podem originar distorções de imagem (Antas, 2007).

A tomografia computadorizada é um meio auxiliar de diagnóstico que permite a produção de imagens de cortes transversais, por emissão de raio-X, de um pedaço de tecido de múltiplas direcções. O princípio básico é que a estrutura interna de um objecto pode ser reconstruída a partir de múltiplas projecções do objecto (Winder, 2005).

É utilizado um fluxo colimado de raio-X para obter imagem bidimensional sobre uma determinada secção do objecto. Um detector é colocado atrás do mesmo e uma análise multidirecional vai permitir a reconstrução da distribuição de níveis de cinzentos que vão surgir na imagem. Estes representam diferentes densidades resultantes dos diversos níveis de absorção dos raio-X de tecidos distintos (Robiony, 2007). O processo é repetido até obter o número suficiente de diferentes projecções que permitam a reconstrução matemática da densidade de raio-X de todos os pontos do objecto. Imagens acima e abaixo da região de interesse também são necessárias, a fim de fornecer o algoritmo de reconstrução, com limite suficiente da informação. A

conjugação dos dados dos cortes bidimensionais pode ser observada em sobreposição oferecendo uma apresentação com base no seu volume de processamento (Liu, 2006).

Para maximizar a informação obtida a espessura do corte reconstruído deve ser minimizado. Alguns scanners podem produzir 0,5 mm de espessura, produzindo excelentes resultados, mas isso deve ser equilibrado com aumento da dose de radiação. Por exemplo em cirurgia maxilofacial, são necessárias espessuras de 0,5 e 1 mm para assegurar que o modelo resultante seja suficientemente preciso (Bibbs, 2010). Os scanners de cortes múltiplos permitem uma espessura até 1 mm (Winder, 2005).

Com o desenvolvimento das novas tecnologias, surgiu a Tomografia Computadorizada Volumétrica que permite até 64 cortes em simultâneo e visualização em tempo real de imagens tridimensionais e imagem com espessura de 1 mm. Este tipo de tomografia descreve uma trajectória em espiral, obtendo continuamente imagens de forma mais rápida. A emissão de radiação é muito menor, assim como o tempo e custo de aquisição da imagem, aumentando o conforto do doente (Antas, 2007; Liu, 2006; Weitz, 2010).

Uma imagem obtida por tomografia computadorizada ideal deve ser livre de artefactos de imagem, ter resolução voxel (elementos de volume da imagem) isotrópica, alto contraste de imagem entre a anatomia de interesse e de tecidos vizinhos e baixo ruído (Winder, 2005; Bibbs, 2010). Quanto mais fino o corte obtido pela tomografia, maior a resolução e maior a precisão do modelo (Liu, 2006).

1.2 Processamento de imagens:

É necessário converter a informação da imagem em informação passível de modelação matemática (Winder, 2005).

Na sequência de imagens que representam as diversas secções, as estruturas anatómicas podem ser identificadas com base no nível de cinza dos pixéis. Estas regiões são contornadas com algoritmos de segmentação, em que a estrutura tridimensional é reconstruída através da geração de modelos de superfície. A superfície que representa o modelo tridimensional é descrita por meio de uma malha de triângulos, cuja representação pode ser facilmente transferida para um laboratório de prototipagem rápida. Além disso, o modelo virtual, guardado neste formato, pode ser usado para simular implantes, osteotomias (planeamento cirúrgico), propriedades mecânicas e interações entre ossos e próteses (Robiony, 2007).

O primeiro passo consiste no processamento das imagens obtidas pelos métodos de aquisição de imagem, separando as regiões de interesse das restantes através de um software apropriado (Liu, 2006). A segmentação de imagem consiste na selecção de regiões de interesse e pode ser obtida através de thresholding, edição manual ou auto contorno das áreas de interesse (Winder, 2005). Thresholding consiste na geração de imagens numa escala de cinzentos e é utilizada para se obter uma visão clara da região de interesse. Os threshold representam a densidade do voxel, que são responsáveis pela localização espacial do objecto. Assim, a informação fornecida pela densidade dos voxel tem de ser considerada para se estabelecerem os limites das áreas de interesse (Winder, 2005 e Liu, 2006). As imagens são filtradas pelo processo de thresholding para isolar as regiões com os limites de densidade pretendidos. Se um limite fixo é estabelecido, a inclusão ou exclusão de um voxel limite vai depender da densidade média existente no voxel. Quando uma estrutura de alta densidade, tal como um osso cortical, é maior do que a dimensão do voxel, as superfícies e transições apresentam-se bem definidas. Quando uma estrutura de baixa densidade, tal como um osso esponjoso, é digitalizada ou a estrutura é tão fina que só ocupa parte do voxel, a densidade medida na superfície não poderá ultrapassar o limite de densidade fixado. Como resultado, vai ocorrer a retracção da dimensão da estrutura ou a formação de um espaço vazio, pelo que a escolha de um valor limite de densidade é muito importante. Geralmente este processo é realizado corte a corte (imagem) (Liu, 2006).

Existem inúmeros softwares disponíveis para processamento e edição de imagem para prototipagem rápida entre os quais, Mimics (Materialise), RapidForm (Inus Technology), 3D doctor (Able Software), Amira (Mercury Computer), Analyze (Lenexa) ou Anatomics (Brisbane) (Winder, 2005). Estes softwares vão estabelecer a ligação entre os processos de aquisição de imagem (ressonância magnética ou CT), transformando os ficheiros bidimensionais, que são guardados em formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) numa representação tridimensional, geralmente formato STL (Standard Tessellation Language) passível de serem utilizados pelas técnicas de prototipagem para produção de modelos reais (Lethaus, 2011 e Drstvensek, 2008). O formato DICOM é o formato padrão para a interconexão de dispositivos de imagens médicas em redes oficiais (Choi, 2002). Quando as imagens são convertidas em ficheiros STL, a superfície do modelo construído digitalmente é convertida numa malha de triângulos; adicionando precisão e qualidade à imagem

(Winder, 2005). Na produção de um modelo de uma mandíbula foram obtidos 583,468 triângulos, resultando num elevado precisão da superfície do modelo (Ibrahim, 2009).

Como exemplo concreto temos o software MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System, Materialise, Belgium) um programa de edição manual de imagem que vai transformar a imagem bidimensional em tridimensional e no formato, já mencionado, STL. Após a edição de imagem, esta pode ser exportada para um software diferente no formato de STL, neste caso o MAGICS (Materialise, Belgium). Devido à edição manual, a superfície das estruturas anatómicas encontra-se irregular. Por esta razão, uma nova malha de triângulos é construída. A superfície triangulada é nivelada e os bordos dos triângulos são assimilados. Usando operações de booleaning, (subtracção) objectos sem sobreposições podem ser gerados (Lambrecht, 2006). O MAGICS permite importar uma grande variedade de formatos CAD (Computer aided designed) e exportar arquivos STL, prontos para prototipagem rápida e produção. As suas aplicações incluem a reparação e optimização de modelos tridimensionais, análise de peças, fazendo as alterações de design relacionados com o processo nos arquivos STL (www.materialise.com/Magics). Para delineação final das estruturas é necessário realizar edição de imagem para remover estruturas, erros ou detalhes sem interesse. O processamento de imagem pode incluir alisamento do objecto, obtenção simétrica do volume de dados, adição e subtracção de imagem (Winder, 2005).

A obtenção simétrica de alguma parte do crânio, cuja porção oposta esteja representada é passível de ser obtida através de um processo de mirroring (através do reflexo ou espelhamento). A ideia é reflectir todo o crânio e, em seguida, executar a operação Boolean de subtracção do crânio original, do reflectido, deixando apenas as zonas de interesse. No entanto, a orientação do modelo STL do crânio no espaço virtual é exactamente igual à posição da cabeça do doente durante a tomografia, pelo que a definição do plano do espelho pode ser um pouco difícil (Drstvensek, 2008).

Este software também é utilizado caso não desejemos obter um modelo físico, mas sim manipular a imagem tridimensional obtida para realizar, no caso da cirurgia maxilo-facial, planeamento de procedimentos cirúrgicos (Robiony, 2007).

1.3 Métodos de fabricação dos modelos:

Caso o nosso objectivo seja a obtenção de um biomodelo, existem diversos processos de fabricação por prototipagem rápida entre os quais, Estereolitografia,

Sinterização selectiva a laser, Modelação por deposição de material termoplástico, Polyjet, Impressão tridimensional (3D Printing), os quais irei descrever mais detalhadamente.

1.3.1 Estereolitografia:

A estereolitografia foi desenvolvida em 1986, tendo sido a primeira técnica de construção de modelos a surgir. Primeiramente foi utilizada para construção de protótipos e moldes fundidos, bem como no espaço, aeronáutica e tecnologia para construção de modelos aerodinâmicos (Bill, 1995). A técnica permite a obtenção, na cirurgia craniofacial, de muito mais informação do que as imagens bidimensionais (Wang, 2009). Uma das possíveis utilizações da estereolitografia encontra-se no planeamento da reconstrução de defeitos maxilo-mandibulares utilizando retalhos, em que um biomodelo tridimensional do defeito, assim como da região dadora, podem ser obtidos. Isto vai permitir a realização de osteotomias de forma precisa, pelo que enxerto vai ter a forma e dimensão do defeito (He, 2009). A sua aplicação estende-se também à obtenção guias cirúrgicas precisas para colocação de implantes, fabrico de scaffolds reabsorvíveis para utilização com células ou compostos biológicos para regeneração de tecidos in vivo e invitro ou adaptação pré-operatória de placas de osteossíntese (Mäkitie et al , 2010; Nikzad, 2008; Melchels, 2010; Bell, 2011). Esta técnica baseia-se no controlo espacial da solidificação de uma resina líquida por fotopolimerização. Utilizando um laser controlado por computador ou um projector de luz dirigido por computador, que se movimenta no eixo X-Y, a primeira camada de resina, que se encontra na plataforma (sendo que esta resina vem de um reservatório) vai ser fotopolimerizada (Melchels, 2010). Assim que esta camada, que se encontra completamente aderida à plataforma, é completamente percorrida pelo feixe de luz ultravioleta, a plataforma desce à profundidade da próxima camada. O processo continua com a polimerização da nova camada de resina, até que o objecto se encontre concebido. Note-se que as camadas de material vão aderindo entre si à medida que vão sendo depositadas. Após estar completo, o modelo vai ser sujeito ainda a uma nova polimerização dentro de uma cabine com luz ultravioleta (Winder, 2005) (Ver Anexo I- Fig. 1). Esta técnica necessita de um suporte para a construção do modelo. Estes podem ser prefabricados ou construídos à medida que o objecto vai sendo construído (Liu, 2006). As vantagens desta técnica são uma grande precisão (0,05 a 0,2 mm por camada) e a obtenção de um modelo robusto, leve, esterilizável e com um bom acabamento de

superfície. Contudo, os modelos de resina podem deteriorar-se com o tempo se expostos à humidade, além de que o processo de fabrico é lento e dispendioso (Winder, 2005). A coloração selectiva de determinadas partes do modelo é limitada o que também dificulta a visualização de detalhes (Liu, 2006).

1.3.2 Sinterização selectiva a laser:

Este método utiliza um laser de infravermelhos para fundir selectivamente pó (metálico ou não-metálico) camada a camada para produzir um objecto sólido (Ibrahim, 2009 e Yan, 2009). Este sistema é constituído por um laser, um sistema óptico (utilizado para direccionar o laser), um computador industrial (para controlar, de acordo com as coordenadas x e y definidas, o laser), um sistema de fornecimento do pó e cilindro para nivelá-lo na plataforma onde o modelo vai ser construído (Yan, 2009). Podem ser utilizados vários materiais: cera em pó, pó metálico, acrilonitrila butadieno estireno (ABS), policarbonato, nylon, compósito em pó, revestimento de areia e de cerâmica (Yan, 2009). Primeiro este laser, de dióxido de carbono, vai varrer a fina camada de pó, aquecendo-a e fundido as suas partículas (Ibrahim 2009 e Silva, 2008). Estas partículas vão formar uma camada sólida e o laser vai movimentar-se ao longo do eixo x e y, de acordo com a informação fornecida pelo modelo desenhado digitalmente (CAD), afim de obter a forma do modelo pretendido (Silva, 2008). Vão existir duas plataformas: uma onde se encontra o pó, que sobe para ir fornecendo o sistema e outra onde o objecto está a ser construído. O deslocamento do pó é feito através de um cilindro que nivela o pó (Liu, 2006). Após a sinterização do pó, a plataforma onde se encontra o modelo em construção, movimenta-se para baixo para dar espaço à próxima camada de pó (Ibrahim, 2009) (Ver Anexo I- Fig.2). O procedimento é repetido camada a camada até ser obtido o modelo. Após a obtenção, o modelo é limpo do pó que não foi sinterizado (e que pode ser reutilizado) e submetido a um jacteamto da sua superfície (Liu, 2006). O modelo obtido com esta técnica é opaco e a sua superfície é abrasiva e porosa (Silva, 2008). O laser vai ter dois efeitos no pó: reflexão e absorção na superfície do pó e e transferência de calor para o pó o que vai conduzir à sua fusão e depois arrefecimento. Isto implica que o pó possua boas propriedades termoplásticas, condutividade térmica e resistência na sua união (Yan, 2009). Esta técnica não necessita da construção de suporte (Yan, 2009; Liu, 2006). A sua precisão encontra-se entre os 0,2 a 0,25 mm (Ibrahim, 2009; Liu, 2006). Nas vantagens desta técnica encontramos diversidade de materiais que podem ser utilizados e são reutilizáveis; têm um acabamento fácil e rápido, passível de

esterilização, contudo o equipamento para esta técnica é dispendioso (Liu, 2006; Leiggener, 2009). Uma das possíveis utilizações desta técnica é a sua utilização para guias cirúrgicas intra-operatória para reconstrução mandibular utilizando um retalho ósseo de perónio, aumentando a precisão da reconstrução e diminuindo a morbilidade da zona dadora (Leiggener, 2009).

1.3.3 Modelação por deposição de material termoplástico (FDM):

O modelo é construído camada a camada, por deposição de material termoplástico através de uma fina cânula (Winder, 2005). A cânula é responsável pelo aquecimento do material a uma temperatura precisa para um estado semi-líquido, possuindo um mecanismo que permite controlar a saída do material pelo bocal da cânula (Liu, 2006). O material mais utilizado neste método é a acrilonitrila butadieno estireno (ABS): é um material rígido, dimensionalmente estável, termoplástico, pouco dispendioso, esterilizável (Winder, 2005 e Liu, 2006). Pode também ser utilizada cera ou nylon (Yan, 2009). O modelo é construído por extrusão de material termoplástico aquecido para uma superfície de espuma, sendo esta deposição guiada pelas coordenadas do modelo construído em computador, segundo eixos z, x e y. Estas coordenadas orientam o movimento da cânula durante a deposição de material, permitindo a construção precisa do modelo (Winder, 2005; Liu, 2006) (Ver Anexo I-Fig. 3). As camadas variam de espessura entre os 0,178 e 0,356 mm, sendo que a camada seguinte é depositada por cima da anterior, sendo que o processo é repetido até o modelo estar completo (Winder, 2005). As camadas arrefecem à temperatura ambiente (Yan, 2009). Um suporte para estes modelos é necessário, à medida que este é construído para as camadas podem unir-se e endurecerem. Este suporte é também construído à medida com material termoplástico de cor diferente, que vai sendo extruído de uma segunda cânula, sendo posteriormente removido manualmente do modelo. Contudo recentemente surgiram suportes solúveis em água. (Winder, 2005). Além disso, existe quem defenda que nenhum suporte é necessário com utilização da FMD (Yan, 2009). O grau de precisão atingido por este método é de $\pm 0,127$ mm (Winder, 2005; Liu, 2006). Este processo é apropriado para a construção de biomodelos, assim como de guias cirúrgicas e permite a utilização de diferentes cores e materiais. É um método relativamente rápido na construção de peças pequenas e pormenores ou construções, contudo torna-se lento na construção de peças com secções transversais largas (Liu, 2006).

1.3.4 Polyjet:

A técnica por Polyjet permite a obtenção de biomodelos muito detalhados, com superfícies lisas através de um processo de adição de camadas finas de resina. Para a construção do modelo o ficheiro do modelo criado virtualmente em computador (CAD-3D STL file) é virtualmente seccionado em camadas de 0,016 mm, utilizando o software do sistema. A “printer head” da impressão, composta por centenas de saídas de microjactos, injecta uma camada de 0,020 mm de espessura de resina sobre a plataforma de construção apenas nas áreas que correspondem ao perfil transversal previamente preparado, deixando a restante área livre de resina (Ibrahim, 2009). As resinas são nesta fase polimerizadas por luz ultravioleta e ajustadas em finas camadas de 0,016 mm, por um rolo que se move pela plataforma imediatamente após a deposição da resina (Lambrecht, 2009). A adição e solidificação das camadas de resina é repetida até produzir um modelo sólido tridimensional em acrílico (Ibrahim, 2009) (Ver Anexo I-Fig.4). No Polyjet é necessário um suporte que é construído ao mesmo tempo que o modelo. Uma vez que possui características de gel, é facilmente removido com um jacto de água no final do processo de construção (Lambrecht, 2009; Faber, 2006). Além da rapidez, precisão e elevada qualidade, esta técnica possui as seguintes vantagens: utilização de resina acrílica fotopolimerizável transparente que permite a visualização interna do modelo; permite a realização de cortes e perfurações com serras e brocas, proporcionando a simulação cirúrgica; impressão em camadas extremamente finas, de 0,016 mm; dispensa acabamentos de superfície e o suporte simples é de fácil remoção por meio de lavagem com água (Carvalho, 2007; Faber, 2006).

1.3.5 Impressão tridimensional (3D Printing):

O princípio da impressão tridimensional é distribuir ou imprimir um aglutinante líquido sobre gesso ou uma camada de celulose em pó (Weitz, 2010). Este processo é baseado na tecnologia a jacto de tinta. Cada camada é polimerizada por luz ultravioleta imediatamente após o jacto de tinta, produzindo modelos que podem ser utilizados imediatamente (Cohen, 2009). A máquina onde é fabricado o modelo, possui um reservatório de pó e uma plataforma que se movimenta no sentido horizontal e descendente. À medida que o pó é solidificado, um rolo é accionado para a reposição e regularização da camada de pó a ser aglutinada pelo aglutinante líquido. O rolo avança e deposita uniformemente uma camada do pó enquanto a cânula se movimenta no eixo X – Y injectando um jacto de fluido sobre o pó, aglutinando-o. A plataforma desce e a

outra camada de pó depositada recebe novo jacto de fluido. A camada seguinte vai aderindo assim à camada subjacente (Carvalho, 2007). É referido na literatura que cada camada é polimerizada por luz ultravioleta imediatamente após o jacto de tinta, produzindo modelos que podem ser utilizados imediatamente (Cohen, 2009) (Ver Anexo I- Fig.5). Contudo, outros artigos não referem esta fotopolimerização, defendendo que a impressão tridimensional não confere grande resistência ao modelo, necessitando de um acabamento com infiltração de materiais, para aumentar esta propriedade (Liu, 2006; Carvalho, 2007; Ibrahim, 2008). Algumas das vantagens desta técnica são a rapidez de fabricação, baixo custo de materiais e o facto de não necessitar de nenhum suporte. As limitações encontram-se na resolução, acabamento de superfície e baixa resistência (Liu, 2006).

A precisão necessária para modelos anatómicos encontra-se com este processo no intervalo do 0,1mm. A utilização de diversos materiais e da existência de inúmeros processos de acabamento, dão grande aplicabilidade a esta técnica em diferentes áreas. É uma técnica cujo objectivo é a impressão de modelos com elevado grau de precisão (Weitz, 2010). O modelo é produzido com maior rapidez e facilidade do que os modelos estereolitográficos (o tempo de construção é de 1 cm de altura por hora), com cerca de um terço dos custos (Cohen, 2009).

1.4. Comparação entre as técnicas: Vantagens e Desvantagens

A precisão de reprodução é importante para direccionar o uso adequado de cada modelo produzido, por diferentes processos de prototipagem rápida, para a indicação necessária e para oferecer resultados satisfatórios no diagnóstico e planeamento de cirurgias complexas ou no fornecimento de informações aos doentes (Ibrahim, 2009; Silva, 2008).

Através das medições entre um crânio seco e um modelo de estereolitográfico, produzido a partir do mesmo, pode ser avaliada a margem de erro dimensional que neste caso foi de 0,56 +/- 0,39% (Choi, 2002). Utilizando modelos produzidos por sinterização selectiva a laser e por 3D Printing realizaram-se medições semelhantes e observou-se um erro dimensional de 2,10 % e de 2,67% respectivamente (Silva, 2008).

No estudo realizado por Ibrahim, realizaram-se medições comparativas entre uma mandíbula seca e um modelo da mesma, fabricado através de sinterização selectiva a laser, 3D Printing e Polyjet, observando-se erros dimensionais de 1,79 %, 2,14 % e 3,14 % respectivamente. Verifica-se assim que os modelos de sinterização selectiva a

laser são os mais precisos seguidos do Polyjet e 3D Printing, sendo os 2 primeiros utilizáveis para planeamento em cirurgia oromaxilofacial (Ibrahim, 2009). Contudo se compararmos com o estudo de Choi (2002), a estereolitografia apresenta um grau de precisão mais elevado que todas as outras técnicas.

Relativamente a custos de produção, a técnica de 3D Printing apresenta o custo mais baixo, sendo este crescente para a sinterização selectiva a laser, o Polyjet e estereolitografia (Ibrahim, 2009; Silva, 2008).

O tempo de produção também é um factor preponderante na escolha do método de fabricação do modelo sendo que a técnica por selectiva a laser e estereolitografia demoram cerca de 16 horas na produção, enquanto o 3D Printing demora cerca de 4 horas (Silva, 2008).

Vários factores têm assim de ser ponderados quando escolhemos o método de fabricação dos modelos a fim de obtermos a máxima qualidade possível, da forma mais rápido e com menor custo.

1.5 Validação do biomodelo pelo cirurgião

Após a obtenção do modelo, este tem de ser observado e validado por um cirurgião. Os erros podem provir da reconstrução tridimensional (estruturas anatómicas mal-entendidas pelo engenheiro que manipula o software, fortes perturbações nas imagens), da transferência dos dados (quando as imagens não estão no formato DICOM), a partir da aquisição de dados (o doente não estava em posição correcta, distância entre os cortes muito elevada, artefactos metálicos) ou na própria produção do modelo (na polimerização residual, na criação e remoção da estrutura de suporte, no diâmetro e percurso do laser, na espessura da camada, na superfície de acabamento (Choi, 2002, Winder, 2005, Robiony, 2007).

1.6 Planeamento cirúrgico virtual e navegação intra-operatória

Após a validação do biomodelo pelo cirurgião, este e o engenheiro especialista em prototipagem rápida, vão verificar a exequibilidade dos procedimentos cirúrgicos através da sua simulação em meio virtual (Robiony, 2007).

O planeamento pré-operatório e navegação intra-operatória são realizados através de um software que permite o planeamento virtual, que também pode ser feito em meio intra-operatório, enquanto o cirurgião realiza a abordagem cirúrgica (Metzer, 2007).

Num meio computadorizado, a mandíbula sujeita a ressecção é seccionada e movida de diferentes formas e em diferentes ângulos de forma a avaliar qual será o resultado final de um ponto de vista estético e funcional, assim como quais serão as interações com as estruturas anatómicas adjacentes. São medidas distâncias entre pontos de referência de forma a ser possível transferir o que foi decidido por simulação em ambiente virtual, para o biomodelo e depois para o doente durante a cirurgia. A repetição do procedimento cirúrgico virtual no biomodelo pelos cirurgiões constitui uma boa oportunidade para demonstrar o procedimento cirúrgico à equipa cirúrgica, para fins didáticos, pedir sugestões e também para comunicação com o doente (Robiony, 2007).

O planeamento pré-operatório através de imagem simulada permite a visualização de estruturas anatómicas, destinando-se a observar resultados em termos reconstrutivos, simulação de campos de radiação e determinação de efeitos pré-operatórios da quimioterapia (Schramm, 2000). Os dados obtidos na simulação virtual também podem ser importados para um sistema de navegação, através de uma técnica denominada "back-conversion", utilizada para fornecer confirmação acerca do posicionamento preciso de enxertos ósseos, movimento dos segmentos ósseos, ressecção do tumor e / ou desenho da osteotomia. Isto permite uma imagem intra-operatória em tempo real. A navegação intra-operatória tem sido defendida como um meio para delinear as margens de ressecção de um tumor ao nível craniomaxilofacial (Bell, 2011).

A navegação intra-operatória aumenta a fiabilidade em casos de cirurgias radicais para ressecção de tumores, permitindo uma melhor delimitação das margens de segurança, não lesionar estruturas vitais e o planeamento da reconstrução, através da obtenção de resultados fidedignos através do pré-planeamento (Schramm, 1999).

Além disso, as osteotomias pode ser efectuadas com precisão baseadas numa imagem virtual pré-cirúrgica para que implantes pré-formados, retalhos ósseos ou livres sejam colocados no defeito mandibular existente, com maior precisão e no menor tempo intra-operatório possível (Bell, 2011).

Apesar das inúmeras vantagens da utilização de biomodelos, tais como a obtenção de modelos em tamanho natural, o que favorece o planeamento pré-operatório em casos de deformidades múltiplas, osteotomias difíceis ou deformidades severas, estes apresentam algumas desvantagens, já vistas anteriormente, que podem ser superadas com a utilização do planeamento cirúrgico virtual, tais como diminuição dos

custos; ilimitada execução de simulações, o que no biomodelo não pode ser realizado, uma vez que este seja alterado ou cortado; avaliações complexas de medições de ângulos, volumes ou áreas (Migaud, 1997; Robiony, 2007).

Contudo, para uma avaliação completa e precisa de todo o procedimento cirúrgico, quer da ressecção mandibular, quer da obtenção de retalhos ou reconstrução de defeitos, as vantagens superam-se pela conjugação da obtenção de biomodelos, juntamente com o planeamento virtual pré-cirúrgico e a utilização de navegação intra-operatória. (Ver anexo II).

2.Técnica cirúrgica de reconstrução mandibular:

A necessidade de reconstrução da mandíbula é ditada pela perda de osso mandibular devido a trauma, doenças inflamatórias e tumores benignos ou malignos. No último caso particularmente, existe perda concomitante de tecidos moles, tornando a reconstrução mais complicada (Törnwall et al., 2010). Estes desafios são agravados pela terapia de radiação, que muitas vezes é necessária nos casos de tumor maligno (TinGoh, 2008).

A maioria dos defeitos mandibulares resulta da ressecção de carcinoma pavimento celular, seguido do osteossarcoma (Hidalgo, 1995). Menos frequentemente, a reconstrução mandibular é necessária devido a tumores benignos (ameloblastoma ou etiologias de ordem traumática, por infecção ou osteorradionecrose) (Schrag, 2006).

Os defeitos mandibulares anteriores segmentares, resultam em perda de apoio do complexo hiomandibular, o que dificulta a capacidade de manter a ingestão oral, levando à disfagia e consequentemente à aspiração e obstrução das vias aéreas. Isto vai resultar na necessidade do doente possuir uma traqueostomia permanente. Nos defeitos laterais, a mandíbula remanescente desloca-se para cima e lateralmente, devido às forças exercidas pelos músculos do lado oposto, criando problemas intermaxilares e oclusais. Os defeitos laterais num doente dentado e defeitos segmentares num doente edêntulo podem ser melhor tolerados (Wagner, 1996; Bak, 2010).

Os principais objectivos da reconstrução mandibular consistem no restabelecimento do terço inferior da face, da função oral, permitir ao doente ser inteligível, manter via aérea desimpedida e sem necessidade de traqueostomia, restabelecer dentição e oclusão, obter encerramento imediato e completo da ferida e obtenção de alguma estética, assumindo a reconstrução mandibular um papel preponderante para a qualidade de vida do doente (Schrag, 2006, Wagner, 1996;).

Existem diversas abordagens consideradas mais tradicionais para realização de reconstruções mandibulares como: retalhos ósseos livres, retalhos ósseos pediculados, retalhos particulados de osso medular esponjoso e retalhos microvascularizados livres (Törnwall et al, 2010).

2.1 Retalhos ósseos livres:

Actualmente, muitos cirurgiões optam por um retalho em bloco de osso córtico-esponjoso, retirado da zona anterior ou posterior da crista ilíaca. O sucesso destes retalhos depende em muito da forma como os transplantes são imobilizados, uma vez que a sua sobrevivência depende em grande parte da capacidade de revascularização do local receptor. O processo de revascularização é de suma importância para o processo de reabsorção e deposição de osso novo (TinGoh, 2008).

Estes retalhos podem ser obtidos a partir de várias zonas dadoras (crista ilíaca, costela), sendo adequados a cada caso em particular. São uma boa opção para defeitos mandibulares não superiores a cerca de 5 cm, desde que os tecidos moles estejam em boas condições; defeitos laterais que não foram nem serão sujeitos a radiação e reconstrução condilar em crianças (Wagner, 1996). Em caso de sucesso, estes retalhos vão restabelecer continuidade mandibular; a sua largura é geralmente suficiente para a colocação de implantes, permitindo a reabilitação oclusal. As desvantagens prendem-se com a sua limitada utilização. Lacunas superiores a 5 cm não são reabilitáveis através desta técnica, assim como na maioria dos casos em que existem tumores malignos ou quando uma grande parte dos tecidos moles circundantes está em falta (TinGoh, 2008).

2.2 Retalhos ósseos pediculados:

Este retalho foi utilizado pela primeira vez por cirurgiões alemães, Klapp e Schroder, em 1891 (Klapp, 1917 *in* TinGoh, 2008). Consistem na utilização de osso com um pedículo para o seu músculo associado, tendo sido utilizados retalhos como o músculo grande peitoral com costela, esternocleidomastóideo com clavícula e trapézio associado à escápula, para reconstrução mandibular (Conley, 1972). Contudo, esta técnica foi sendo substituída pela utilização de retalhos microvascularizados, uma vez que os primeiros apresentavam diversas desvantagens, entre as quais espessura insuficiente para reabilitação implantossuportada e vascularização do pedículo insuficiente para garantir o sucesso do retalho. Além disso, a estética era inaceitável quando comparada às técnicas actuais de retalhos livres (Bak, 2010, TinGoh, 2008).

2.3 Retalhos de osso medular esponjoso particulado:

A fisiologia desta técnica é explicada pela teoria da osteogénese, afirmando que as células transplantadas sobreviventes, proliferam e formam novos osteóides, aleatoriamente, dependendo da orientação espacial do tecido enxertado. Assim, a quantidade de osso é determinada na fase I, que ocorre durante as primeiras 4 semanas pós-transplante. A segunda fase da osteogénese resulta da indução do leito do tecido conjuntivo do hospedeiro e osso hospedeiro, um processo parcialmente mediado pelas proteínas ósseas morfogenéticas. Na segunda fase da osteogénese ocorre a reabsorção e remodelação do osteóide formado aleatoriamente em ostéons maduros, com estruturas organizadas. A qualidade do osso é assim determinada na segunda fase. (Axhausen, 1956 in TinGoh 2008).

As principais vantagens consistem na possibilidade de recriar anatomia mandibular com altura adequada, simetria da forma e largura e capacidade integrar adequadamente implantes dentários. O retalho pode ser usado para reabilitar defeitos de qualquer mandibular comprimento. As desvantagens incluem reabsorção, deiscência da ferida e infecção que podem levar à perda do retalho. Não está recomendada a sua utilização em doente com tumores malignos ou a fazer radioterapia. As complicações mais frequentes surgem da contaminação do sistema de contenção, como exposição da estrutura ou reacção do corpo estranho, levando a infecções (TinGoh 2008).

2.4 Retalhos microvascularizados livres:

Em 1989, Hidalgo tornou-se o primeiro a realizar a reconstrução de um defeito mandibular segmentar utilizando um retalho microvascularizado de perónio (Hidalgo, 1989).

Desde que o enxerto seja imobilizado adequadamente, vai cicatrizar por primeira intenção no local das osteotomias. Em princípio, o tempo de cura será curto e as complicações, como reabsorção e infecção, serão muito reduzidas comparativamente aos outros métodos. Além disso, a reparação dos tecidos ósseos e moles pode ser realizada numa única sessão utilizando apenas um local dador (TinGoh, 2008).

Altas taxas de sucesso, acima de 90% foram observadas, mesmo nos doentes irradiados utilizando este tipo de retalho (Hidalgo, 2002).

Actualmente, a reconstrução mandibular, utilizando retalhos livres microvascularizados, é o gold standart, na medida em que prevê, na maioria dos casos, uma reconstrução funcional (Bak, 2010).

Existem também desvantagens associadas, relativamente à morbilidade das zonas dadoras e longo período de reabilitação. Isto pode não ser aceitável em doentes idosos cuja saúde pode estar comprometida por doença primária e condições médicas associadas. Além disso, os procedimentos exigem conhecimentos cirúrgicos especializados e infra-estruturas hospitalares que podem não estar disponíveis em todo o mundo (TinGoh, 2008).

2.5 Zonas Dadoras

A escolha do retalho depende de vários factores, incluindo o tipo defeito ósseo e de tecidos moles (pele e / ou oral), geometria dos vasos do local dador e receptor, a morbilidade do local dador, se o doente é dentado ou êdentulo, para sabermos se será necessária reabilitação com implantes dentários, e muitas vezes, o tipo de formação e preferência individual da equipa cirúrgica (TinGoh, 2008). As zonas dadoras mais utilizadas na actualidade para reconstrução mandibular são a zona radial do antebraço, omoplata, crista ilíaca e perónio, com maior ênfase para as últimas três:

2.5.1 Omoplata

O retalho escapular osteocutâneo livre é o mais versátil retalho composto (um retalho composto inclui osso, mucosa intraoral e pele – Schrag, 2006), utilizado na reconstrução mandibular permitindo, substituição do osso e restauração dos grandes defeitos dos tecidos moles (Bak, 2010).

O retalho livre da omoplata com utilização da artéria e veia escapular circunflexa, foi introduzido pela primeira vez em 1982, por Gilbert e Teot (Gilbert et al, 1982).

O bordo lateral da omoplata pode ser recolhida em conjunto com um retalho fasciocutâneo horizontal escapular ou vertical para-escapular . A artéria toráco-dorsal pode ser incluída na transferência do músculo grande dorsal juntamente com um retalho de pele. O ramo angular da artéria toráco-dorsal irriga a ponta da omoplata permitindo uma orientação separada em relação à porção mais cefálica da omoplata fornecido pela artéria circunflexa da omoplata (Coleman, 1991 in Bak, 2010).

Estudos têm demonstrado taxas de mais de 90% de sobrevivência do retalho com morbidade limitada local dador (Coleman, 2000).

Este retalho permite, devido à sua localização, movimentação precoce do doente e não inclui complicações de estase venosa dos membros inferiores, comorbidades da população geriátrica (Bak, 2010).

A omoplata pode fornecer até 14 cm de osso. O osso, no entanto, é relativamente fino e pode não ser adequado para colocação de implantes. As múltiplas osteotomias podem resultar numa ausência de vascularização dos segmentos distais do retalho (Cordeiro, 1999; Wagner, 1996). Nesta situação, a colheita da artéria angular contribui para garantir a viabilidade do retalho. O pedículo vascular sub-omoplatar é largo, anatomicamente constante e de fácil dissecação, contudo tem apenas 8 a 10 cm de comprimento. A pele e o tecido subcutâneo estão presentes em quantidades suficientes para reconstruções extensas ou complexas. No entanto, esses tecidos são relativamente espessos e podem não ser ideais para a reconstrução intra-oral (Wagner, 1996) (Ver Anexo III- Fig. 1).

As desvantagens incluem a diminuição da amplitude de movimento do ombro, especialmente na execução de tarefas acima da cabeça. O posicionamento intra-operatório necessário para a colheita do retalho também torna difícil uma abordagem em duas equipas (recolha do retalho e mandibulectomia) (Bak, 2010; TinGoh, 2008; Cordeiro, 1999).

Uma das desvantagens deste retalho é a sua localização, que impossibilita a elevação simultânea do retalho e mandibulectomia (Cordeiro, 1999; TinGoh, 2008).

O melhor uso do retalho omoplatar é em reconstruções que necessitem de grandes quantidades de tecido mole e pele e pouca quantidade de osso (normalmente segmentos laterais), e nas quais, osteotomias ou osteointegração de implantes não seja necessárias (Wagner, 1996; Cordeiro, 1999).

2.5.2 Crista ilíaca

O retalho da crista ilíaca providencia mais de 14 cm de osso medular, bicortical de elevada qualidade para colocação de implantes dentários. O pedículo ilíaco circunflexo, é estável, contudo curto, com apenas 5 a 6 cm (Reese, 1996 in Wagner 1996).

Ao incluir o ramo ascendente da artéria ilíaca circunflexa profunda, o músculo oblíquo interno pode ser utilizada para reconstrução de defeitos da mucosa intraorais,

uma vez que é fino e maleável (Urken, 1989) (Ver Anexo III- Fig.2). O retalho de crista ilíaca, não é a melhor escolha para a maioria das reconstruções mandibulares, uma vez que os tecidos moles são bastantes espessos e a pele do retalho não é normalmente utilizável. (Cordeiro, 1999). Este retalho é aplicável em defeitos pequenos em doentes dentados, sem grandes exigências de tecidos moles (Wagner, 1996).

O osso ilíaco permite recolher uma grande quantidade de osso e a crista ilíaca tem a forma da hemimandíbula (Shenaq, 1994).

Contudo, este osso não pode ser osteotomizado sem comprometer o suprimento sanguíneo pelo que a precisão do segmento mandibular anterior torna-se mais difícil de atingir (Cordeiro, 1999).

A hemi-mandíbula pode ser recriada a partir do osso ilíaco ipsilateral, utilizando a crista ilíaca ântero-superior para restaurar o ângulo mandibular (TinGoh, 2008)

Relativamente à morbilidade desta zona dadora existe contudo alguma controvérsia. Alguns estudos advogam que “ (...) *a morbilidade é uma das principais preocupações relacionadas ao uso do doador, sendo ainda desafios restaurar a parede abdominal para prevenir a formação de hérnias e a uma mobilidade aceitável para os doentes.*” (Bak, 2010). Contudo, outros estudos referem que a “*morbilidade associada é geralmente leve*” (Urken, 1989) e que “*(...) estudos comparativos relativamente à utilização da crista ilíaca anterior ou posterior como zona dadora, revelam uma menor morbilidade quando a crista ilíaca posterior é utilizada.*” (Kessler, 2005).

2.5.3 Perónio

O retalho osteocutâneo livre de perónio é geralmente o melhor local dador para reconstrução mandibular (Hidalgo, 2002). Estudos demonstram uma taxa de sobrevivência superior a 95% do retalho, com viabilidade do enxerto de pele em mais de 90% casos (Hidalgo, 1995).

O osso é osteotomizado para se obter o contorno da nova mandíbula. Este retalho fornece suporte ósseo suficiente para colocação de implantes dentários. Uma das limitações deste retalho é a quantidade limitada de tecido mole que pode ser transferido para grandes defeitos compostos oro-mandibulares. O perónio não recria a altura alveolar da mandíbula nativa de um doente dentado, o que pode influenciar a posição do lábio inferior em repouso e fazer com que a reabilitação dentária seja mais difícil, especialmente se a restante da mandíbula for dentada (Yim, 1994 *in* Bak, 2010).

Relativamente à morbilidade do local dador inclui má aparência do enxerto cutâneo colocado sobre o local dador; fraqueza na extensão e flexão do dedo grande do pé (Daniels, 2005 e Hidalgo, 1995).

As complicações mais graves estão relacionadas com o fluxo sanguíneo para a extremidade distal menor após a colheita da artéria fibular, pelo que é recomendado uma avaliação pré-operatório com angioressonância ou um estudo de duplo de ultra-som em todos os doentes para descartar a possibilidade de existir doença vascular periférica congénita e anomalias vasculares, que podem fazer com que a transferência do retalho composto seja perigosa (Bak, 2010).

O retalho osteocutâneo de perónio é fiável e fornece até 25 centímetros de osso predominantemente bicortical. A artéria e veia peroneais são relativamente constantes na sua anatomia e são dispensáveis na maioria dos doentes sem doenças arterioscleróticas obstrutivas graves. O perónio é irrigado por sangue do periósteo, bem como por uma artéria proximal. Este fornecimento rico em sangue permite a realização de múltiplas osteotomias (Wagner, 1996) (Ver Anexo III- Fig.3).

A perónio é, portanto, a escolha ideal para extensas exigências ósseas (Hidalgo, 1989).

O retalho de pele é estável em cerca de 90% dos casos, sendo fina e flexível. O músculo flexor hálux longus (flexor do dedo grande do pé) e uma porção do músculo soleus podem ser transferidos para obtenção de tecido mole. A abordagem de duas equipas é normalmente possível. A qualidade óssea é de dimensão suficiente para suportar implantes osteointegrados, mas a altura óssea (espessura) pode ser insuficiente para a altura óssea existente em doentes dentados (Wagner, 1996).

Assim, recomenda-se o retalho da crista ilíaca livre como o retalho de escolha em doentes dentados, devido à altura óssea superior ao de doentes edêntulos, o que permite um bom suporte para implantes. O retalho livre de perónio continua a ser a primeira escolha para doentes edêntulos ou com extensos defeitos mandibulares. O retalho escapular é adequado em casos de grandes defeitos compostos (combinação de defeito ósseo e de tecidos moles) (Brown, 2006).

3. Reconstrução mandibular tradicional

Na reconstrução mandibular clássica, usualmente é conseguida através de um retalho livre vascularizado ósseo, osteocutâneo ou osteomiocutâneo, sendo que a transferência deste decorre numa primeira fase para cobrir o defeito mandibular e só

posteriormente decorrerá a colocação de implantes dentários e reabilitação protética (Rohner, 2003).

Relativamente à colocação de implantes em mandíbulas reconstruídas esta pode ser feita na altura de ablação do tumor e reconstrução mandibular (implantes primários) ou numa data posterior (implantes secundários). Normalmente, opta-se pela colocação de implantes numa data posterior, atrasando a reabilitação oral do doente (Schrag, 2006; TinGoh, 2008).

A osteointegração primária pode ser considerada em casos seleccionados de tumores benignos (ameloblastoma, osteoradionecrose, trauma) ou ressecções de lesões malignas que não requerem radioterapia pós-operatória. A colocação dos implantes é feita em 3 fases. A primeira fase envolve a colocação dos implantes na nova mandíbula. Se a osteointegração for primária, uma vez completas as osteotomias e o contorno do segmento ósseo do retalho, este é fixo temporariamente, na posição anatómica desejável, a um plano guia para os implantes. Isto é determinado individualmente de acordo com as relações entre a nova mandíbula e crista alveolar superior, e o longo eixo de força que vai ser exercida pelo implante sobre o dente oponente. Após este procedimento a mandíbula é retirada da boca e colocada sobre uma mesa para colocação dos implantes.

Os segmentos ósseos de perónio não devem ser colocados mais de 2 implantes para não comprometer a perfusão do retalho e estes devem cicatrizar sub-mucosos (Wallace, 2010). As vantagens da colocação de implantes na altura da reconstrução primária incluem, exposição óssea óptima, redução do tempo de reabilitação dentária e prevenção da oxigenoterapia hiperbárica se estiver planeado terapia com radiação. Este procedimento também optimiza o tempo para que a integração ocorra antes do início dos efeitos nocivos da radiação no osso (Bak, 2010).

A osteointegração secundária de implantes envolve a exposição da nova mandíbula, com princípios em tudo semelhantes à osteointegração primária, sendo que não é possível colocação do retalho numa mesa para colocação dos implantes, o que dificulta o acesso à posição correcta para colocação dos implantes (Wallace, 2010). A colocação de implantes osteointegrados vários meses após a reconstrução mandibular utilizando enxertos ósseos vascularizados compostos provou ser um método eficaz para obter função e reabilitação oral completa (Wei, 1997).

A colocação primária de implantes tem diversas vantagens: mais fácil acesso, diminui o número de procedimentos cirúrgicos necessários e tempo necessário para

completar a reabilitação oral e permite a obtenção da melhor relação intermaxilar possível (Wallace, 2010).

Contudo, a adequada selecção dos doentes para este procedimento combinado depende principalmente da patologia que afecta a mandíbula e da radioterapia peri-operatória. A determinação pré-operatória dos requisitos de tecidos moles e ósseos, o número de osteotomias, os métodos de fixação rígida, e a familiaridade com a utilização de implantes osteo-integrados são importantes factores que devem ser considerados para um adequado planeamento cirúrgico adequado e obtenção de bons resultados.

Após a colocação do implante é necessário que ocorra a osteointegração, sendo esta de pelo menos 4 meses na mandíbula e 6 meses para maxila. Após este período é colocada a prótese dentária em função (Bak, 2010).

4. Reconstrução mandibular alternativa: Retalhos pré-fabricados

Existe no entanto, uma técnica alternativa, focada na colocação primária de implantes em mandíbulas reconstruídas, utilizando um retalho pré-fabricado de tecido e osso. Esta técnica foi descrita em 2003 por Dennis Rohner, mas tem sido utilizada desde os anos 90 (Bak, 2010; Rohner, 2003).

Foi desenvolvido um protocolo para pré-fabricação da mucosa, nova oclusão e todo o sistema de implantes que vai suportar a prótese. O principal objectivo é a reabilitação oral funcional precoce, independente do tamanho ou da localização do defeito (Rohner, 2011).

Esta técnica permite reduzir o número de intervenções cirúrgicas, usualmente necessárias na técnica tradicional (após a colocação do retalho são necessários procedimentos cirúrgico pré-protéticos, de colocação dos implantes e estabelecimento de tecidos periimplantares saudáveis) (Vinzzenz, 1996).

O planeamento cirúrgico é realizado com elevado grau de precisão através de tomografias computadorizadas tridimensionais e de biomodelos estereolitográficos (Holle, 1996).

4.1 Princípios cirúrgicos

Esta técnica envolve 2 etapas cirúrgicas:

A primeira etapa envolve a preparação do local dador, muitas vezes, o perónio, com a colocação dos implantes e enxerto de pele para revestimento da mucosa. A posição da implantes é definida com guias cirúrgicas, que são produzidas por um

técnico de acordo com o plano tridimensional. Após um período de cicatrização de 6 a 8 semanas, os implantes encontram-se osteointegrados, o enxerto de pele está revascularizado e o retalho pré-fabricado pode ser transferido ao local receptor. A posição do retalho no defeito é determinada pela oclusão, que é estabelecida com uma prótese provisória colocada sobre os implantes (Rohner, 2003) (Ver Anexo IV - Fig. 1 e 2).

Uma das vantagens observadas é a colocação dos implantes em meio estéril, assim como a realização do planeamento num modelo sólido do crânio do doente, onde o defeito previsto é definido (Holle, 1996).

Os dentes remanescentes vão ser um ponto de referência para o primeiro passo que consiste no mapeamento da oclusão na área do defeito. Em seguida, o modelo sólido do local dador do doente é adaptado e inserido no defeito numa posição favorável para a colocação do implante e restabelecimento de um contorno facial, de um ponto de vista externo, do doente. É nesta fase que se planeia o número e posição das osteotomias (Ver Anexo IV - Fig. 3 e 4) O passo seguinte consiste na determinação do número e posições dos implantes. Com base nesta informação, vai ser criado um modelo, que durante a primeira fase cirúrgica vai servir como guia cirúrgica para determinar as posições e angulações dos implantes, assim como para realização da manipulação das placas de fixação dos retalhos antes da sua colocação em meio operatório (Rohner, 2011) (Ver Anexo IV- Fig. 5 e 6).

A primeira etapa cirúrgica consiste na pré-fabricação, na qual os implantes dentários são inseridos no local dador, com o auxílio da guia cirúrgica para definir a sua posição (Ver Anexo IV - Fig. 7 e 8). O retalho de pele, que tem uma incisão, com uma espessura entre os 0,4 a 0,5 mm, é colocado no perióstio, fornecendo a base para a nova gengiva (Rohner, 2003 e 2011).

No estudo de Schaudy, este refere que, no retalho de pele, as camadas superficiais queratinizadas são removidas por um dermatome, pelo que restam as camadas mais basais e sem células de queratina (Schaudy, 2007). Quando o retalho é recolhido é indistinguível da mucosa oral (Vinzenz, 1998).

Devido aos resultados insatisfatórios obtidos com outras técnicas de reconstrução causada pela formação de tecido de granulação, a técnica com prefabricação de retalhos permite que exista um tecido mole semelhante a gengiva queratinizada na superfície óssea onde os implantes são inseridos, o que é fundamental para bons resultados estéticos e funcionais (Alpert, 1994).

Os implantes penetram o enxerto de pele e este é isolado com uma membrana de politetrafluoretileno expandido (Holle, 1996; Vinzenz, 1996; Rohner, 2003 e 2011). A colocação de uma membrana é bastante importante para separar o osso do crescimento dos tecidos conjuntivos e facilitar a recolha do retalho na segunda cirurgia (Holle, 1996).

A ferida é fechada e aguarda-se um período de cicatrização de 6 a 8 semanas. Durante este período é permitido ao doente usar carga na perna, caso se utilize um retalho de perónio, utilizando-a com normalidade, contudo devido a experiências prévias, de fracasso de um enxerto devido a trombose venosa durante o período de cicatrização, descreve a prescrição de anticoagulantes durante esse período (Jaquiéry, 2004; Rohner, 2003 e 2011).

A segunda etapa cirúrgica é geralmente realizada por duas equipas em simultâneo. Enquanto uma equipa prepara os vasos sanguíneos do pescoço e o local receptor do retalho pré-fabricado, uma segunda equipa retira retalho pré-fabricado do local dador. As osteotomias são realizadas com irrigação do retalho pelos vasos sanguíneos da zona dadora e as suas posições vão ser idênticas às determinadas previamente no biomodelo (Ver Anexo IV - Fig. 9). No passo seguinte, a prótese provisória é colocada sobre os implantes, pelo que o retalho está pronto para ser transferido. Vai ser inserido exactamente na posição planeada, utilizando a oclusão como uma guia e estabilizando com as placas de fixação previamente preparadas. É de salientar que o tempo de colocação do retalho e fixação raramente leva mais de 30 minutos (Rohner, 2011).

Como os retalhos são rigidamente fixados no defeito com placas e parafusos de titânio, os doentes são autorizados a utilizar as suas funções orais imediatamente e seguir uma dieta mole (Jaquiéry, 2004; Rohner, 2003 e 2011) (Ver Anexo IV - Fig. 10).

4.2 Dados acerca do sucesso da técnica alternativa

Durante um período de mais de 10 anos (os autores trataram seu primeiro doente, em Janeiro de 1999, segundo este protocolo), 48 doentes (28 defeitos maxilares e 20 defeitos mandibulares) foram tratados com mais de 180 implantes. A taxa de sobrevivência do retalho foi de cerca de 95%. Durante este período, três retalhos foram perdidos em resultado de complicações vasculares: dois doentes experimentaram trombose venosa 24 horas após a cirurgia, e o terceiro doente sofreu um espasmo contínuo da artéria do local receptor (Rohner, 2003 e 2011).

No estudo de Holle, a trombose dos vasos anastomosados foi a causa da perda do retalho escapular (Holle, 1996).

Cerca de 6 meses depois, as próteses definitivas (removíveis ou fixas) pode ser planeadas e fabricadas (Rohner, 2011).

Num estudo prospectivo efectuado, avaliaram-se os seguintes parâmetros após a colocação de 29 implantes com retalhos prefabricados em perónio em 8 doentes: periodontais (hemorragia à sondagem, profundidade de sondagem e nível de inserção), satisfação do tratamento protodôntico através de um questionário, perda óssea vertical e nível ósseo e análise histológica. Estes parâmetros foram avaliados após a colocação da prótese com o enxerto no local receptor e foram avaliados ao 1º, 3º, 6º e 12º mês, tendo-se observado a perda de 2 implantes devido ao comprometimento vascular do retalho (Jaquiéry, 2004). Este implantes encontravam-se na parte distal do retalho

(onde foi realizada a osteotomia) e os fragmentos ósseos eram muito pequenos (2-3 cm), pelo que estes factores levaram a que a vascularização do retalho fosse insuficiente para osteointegração dos implantes (Schmelzeisen, 1996). A perda óssea vertical em torno dos implantes aos 12 meses foi de 0,5mm, sendo irrisória. Observou-se que a profundidade de sondagem diminuiu ao longo dos 12 meses, tendo aumentado o nível de inserção, revelando um tecido perimplantar saudável (Jaquiery, 2004).

A reabilitação protética em doentes com reconstrução mandibular raramente ocorre antes dos 6 meses após a transferência do retalho pela técnica tradicional, sendo que o período de tempo entre a inserção do retalho e reabilitação protética definitiva pode ser muito desconfortável para o doente (Rohner, 2011). Existem diversas vantagens nesta técnica inovadora tais como a pré-fabricação do retalho resulta numa reconstrução cirúrgica de elevada precisão; os implantes osteointegrados podem servir para fixação do retalho ou para reabilitação oral imediata, uma vez que a nova gengiva adquirida fornece tecidos periimplantares estáveis logo após a cirurgia. Além disso esta reconstrução simultânea melhora a situação psico-social do doente, que muitas vezes tem de se sujeitar a múltiplas e insatisfatórias intervenções cirúrgicas (Vincenz, 1996).

Conclusão

A Prototipagem Rápida tem assumido desde o início da sua aplicação na medicina um papel fundamental na cirurgia maxilofacial, especialmente na área da reconstrução crânio-maxilo-facial. Esta tecnologia permite a obtenção de biomodelos para planeamento cirúrgico de forma precisa e mais compreensível para o doente que pode mais facilmente visualizar todos o procedimento cirúrgico e o seu resultado final. Isto abriu portas para o aparecimento de novas técnicas cirúrgicas no campo da reconstrução, no caso específico desta tese, na reconstrução e reabilitação protética mandibular.

A criação destes modelos médicos pode ser realizada recorrendo a diversas técnicas como as apresentadas, contudo, existem factores bastante importantes a ponderar na escolha da técnica e material para a obtenção dos biomodelos, tais como o stress residual nos modelos, o número e características dos materiais disponíveis, o grau de precisão, custo de produção e a relação entre a precisão do modelo e a velocidade de produção do mesmo.

Das diversas técnicas existentes para a produção de biomodelos concluímos que o grau de precisão mais elevado corresponde ao biomodelos estereolitográficos, seguidos dos modelos produzidos por sinterização selectiva a laser, polyjet e 3D Printing.

Relativamente a custos de produção, a técnica de 3D Printing apresenta o custo mais baixo, sendo este crescente para a sinterização selectiva a laser, o Polyjet e estereolitografia.

O tempo de produção também é um factor preponderante na escolha do método de fabricação do modelo sendo que a técnica por selectiva a laser e estereolitografia demoram cerca de 16 horas na produção, enquanto o 3D Printing demora cerca de 4 horas.

Vários factores têm assim de ser ponderados quando escolhemos o método de fabricação dos modelos a fim de obtermos a máxima qualidade possível, da forma mais rápido e com menor custo.

Além da criação de biomodelos, a prototipagem rápida permite também o planeamento cirúrgico virtual e navegação intra-operatória. Estas técnicas têm inúmeras

vantagens, contudo, para uma avaliação completa e precisa de todo o procedimento cirúrgico, quer da ressecção mandibular, quer da obtenção de retalhos ou reconstrução de defeitos, as vantagens superam-se pela conjugação da obtenção de biomodelos, juntamente com o planeamento virtual pré-cirúrgico e a utilização de navegação intra-operatória, que permitem ao cirurgião praticar efectivamente o procedimento no biomodelos, mostrando à sua equipa e permitindo uma melhor visualização para o doente.

A reconstrução dos defeitos mandibulares, usualmente extensos, requer muitas vezes a utilização de retalhos. O retalho mais citado pela literatura consultada e aquele que é mais utilizado actualmente é o retalho microvascularizado livre, que permite a transferência de uma quantidade substancial de osso e tecidos moles com seu próprio abastecimento vascular. São referidas na literatura elevadas taxas de sucesso, acima de 90%, mesmo em doentes irradiados, utilizando este tipo de retalho (Hidalgo, 2002).

Actualmente, a reconstrução mandibular, utilizando retalhos livres microvascularizados, é o gold standart, na medida em que prevê, na maioria dos casos, uma reconstrução funcional.

Relativamente aos locais dadores de retalhos, estes são escolhidos de acordo com o tipo de defeito e doente pelo que recomenda-se a utilização do retalho da crista ilíaca como o retalho de escolha em doentes dentados, devido à altura óssea superior à de doentes edêntulos, o que permite um bom suporte para implantes. O retalho livre de perónio continua a ser a primeira escolha para doentes edêntulos ou com extensos defeitos mandibulares. O retalho da omoplata é adequado em casos de grandes defeitos compostos (combinação de defeito ósseo e de tecidos moles).

Usualmente na reconstrução mandibular tradicional, a reabilitação protética raramente ocorre antes dos 6 meses após a transferência do retalho pela técnica tradicional, sendo que o período de tempo entre a inserção do retalho e reabilitação protética definitiva pode ser muito desconfortável para o doente. Após a colocação dos implantes é necessário que ocorra a osteointegração, sendo esta de pelo menos 4 meses na mandíbula e 6 meses para maxila pelo que só após este período é que a prótese dentária é colocada em função. Na técnica recorrendo ao retalho pré-fabricado os implantes são osseointegrados na zona dadora (perónio ou crista ilíaca) tendo de se aguardar um período de cicatrização de 6 a 8 semanas. Nessa altura os implantes encontram-se osseointegrados, o enxerto de pele está revascularizado e o retalho pré-fabricado pode ser transferido para o local receptor. Esta técnica além de permitir ao

doente uma reabilitação protética mais rápida relativamente à técnica tradicional (após a cirurgia de colocação do retalho com os implantes osseointegrados, o doente pode utilizar as sua funções orais imediatamente, seguindo uma dieta mole), esta permite a colocação de próteses definitivas 6 meses após a cirurgia. Além a disso a taxa de sucesso desta técnica é de cerca de 95% (Rohner, 2003 e 2011).

Verificamos a importância da prototipagem rápida e do planeamento pré-cirúrgico, graças à qual é possível executar técnicas cirúrgicas de reconstrução mandibular de elevada precisão, como é o caso dos retalhos pré-fabricados, alcançado resultados satisfatórios mais rapidamente para o doente, auxiliando na recuperação das suas funções orais, tão importantes quer a nível funcional como ao nível social.

Bibliografia:

1. Alpert, A. "A rationale for attached gingiva at the soft-tissue/implant interface: esthetic and functional dictates". *Compendium*. 1994; 15(3): 356-8, 360-2 passim; quiz 368.
2. Antas, Ana Filipa; "Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica. Dissertação para Grau de Mestre em Design Industrial. Porto: Dezembro, 2007.
3. Bak, M; Jacobson, A; Buchbinder, D; Urken, M. "Contemporary reconstruction of the mandible". *Oral Oncology*, 2010; 46: 71-6.
4. Bell, R; Weimer, K; Dierks, E; Buehler, M; Lubek, J. "Computer planning and intraoperative navigation for palatomaxillary and mandibular reconstruction with fibular free flaps" *J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 69(3):724-32.
5. Bianchi, A; Muyldermans, L; Martino, M; Lancellotti, L; Amadori, S; Sarti, A; Marchetti, C. "Facial Soft Tissue Esthetic predictions: Validation in Craniomaxillofacial Surgery With Cone Beam Computed Tomography Data". *J Oral Maxillofac* , 2010; 68:1471-9.
6. Bibb, R; Winder, J. "A review of the issues surrounding three-dimensional computed tomography for medical modeling using rapid prototyping techniques". *Radiography*, 2010; 16: 78-83.
7. Bill, J; Reuther, J; Dittmann, W; Kiibler, N; Meier, J; Pistner H; Wittenberg, G. "Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning". *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 1995; 24:98-103.
8. Brown, JS; Magennis, P; Rogers, S.N.; Cawood, J.I. Howell; Vaughan, E.D. Trends in head and neck microvascular reconstructive surgery in Liverpool (1992–2001). *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2006; 44: 364-70.
9. Carvalho, E; " Prototipagem na odontologia: obtenção e uso" – 10º Congresso Internacional de Técnicos em Prótese Dentária, Outubro 2007, capítulo 14: 157-68.
10. Choi, M; Choi, H; Kim, K; Kim, Y; Lee, K; Kim, K; Lee, H; Kim, J. "Analysis of errors in medical rapid prototyping models". *Int J Oral Maxillofac Surg.*, 2002; 31: 23-32.
11. Cohen, A; Laviv, A; Berman, P; Nashef, R; Tair, J. "Mandibular reconstruction usind stereolitographic 3-dimensional printing modeling technology". *Oral Surgery*,

- Oral Medicine, Oral Pathology. Oral Radiology and Endodontology, 2009; 108(5): 661-6.
12. Coleman, SC; Burkey, BB; Day, TA; Resser, JR; Netterville, JL; Dauer, E; Sutinis, E. "Increasing use of the scapula osteocutaneous free flap". *Laryngoscope.*, 2000; 110(9):1419-24.
 13. Conley, J. Use of composite flaps containing bone for major repairs in the head and neck. *Plast Reconstr. Surg.*, 1972; 49(5): 522-6.
 14. Cordeiro, P; Disa, J; Hidalgo, D; Hu, Q. "Reconstruction of the mandible with osseous free flaps: A 10-year experience with 150 consecutive patients". *Plast Reconstr. Surg.*, 1999; 104(5): 1314-20.
 15. Drstvensek, I; Hren, N; Strojnik, T; Brajliah, T; Valantan, B; Pogacar, V; Hartner, T. "Applications of rapid prototyping in cranio-maxillofacial surgery procedures" *Internacional Journal of Biology and Biomedical Engineering*, 2008; 1(2): 29-38.
 16. Faber, J; Berto, P; Quaresma, M. "Rapid prototyping as a tool for diagnosis and treatment planning for maxillary canine impaction". *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2006; 129: 583-9.
 17. Gilbert, A.; Teot, L. "The Free Scapular Flap". *Plast Reconstr Surg*, 1982; 69(4): 601-4.
 18. Goh, B; Lee, S; Tideman, H; Stoelinga, P. "Mandibular reconstruction in adults: a review". *Int. J. Maxillofac. Surg.*, 2008; 37: 597-605.
 19. He, Y; Zhu, H; Zhang, Z; He, J; Sader, R. "Three-dimensional model simulation and reconstruction of composite total maxillectomy defects with fibula osteomyocutaneous flap flow-through from radial forearm flap" *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. Oral Radiology and Endodontology*, 2009; 108: e6-12.
 20. Hidalgo, D; Pusic, A. "Free-flap mandibular reconstruction: A 10-year follow-up study". *Plast Reconstr. Surg*, 2002; 110(2): 438-49.
 21. Hidalgo, D; Rekow, A. "A review of 60 consecutive fibula free flap mandible reconstruction". *Plast Reconstr. Surg.*, 1995; 96(3): 585-93.
 22. Hidalgo, DA. Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction. *Plast Reconstr Surg*, 1989; 84(1):71-9.
 23. Holle, J; Vincenz, K; Wuringer, E; Kulenkampff, K; Saidi, M. "The prefabricated combined scapula flap for bony and soft-tissue reconstruction in maxillofacial defects- A new method". *Plast and Reconstr. Surg.*, 1996; 98(3): 542-52.
 24. <http://www.materialise.com/Magics>, 10 abril 2011

25. Ibrahim, D; Broilo, L; Heitz, C; De Oliveira, M; De Oliveira, H; Nobre, S; Dos Santos Filho, J; Silva, D. "Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy" *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2009; 37: 167-73.
26. Lambrecht, J; Berndt, D; Schumacher, R. "Generation of three-dimensional prototype models based on cone beam computed tomography". *Int J CARS*, 2009; 4: 175-80.
27. Leiggener, C; Messo, E; Thor, A; Zeilhofer, H; Hirsch, J. "A selective laser sintering guide for transferring a virtual plan to real time surgery in composite mandibular reconstructions with free fibula osseous flaps". *Int. J Oral Maxillofac Surg*, 2009; 38: 187-92.
28. Lethaus, B; Poort, L; Bockmann, R; Smeets, R; Tolba, R; Kessler, P. "Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients". *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 2011; 1(4) (article in press).
29. Liu, Q; Leu, M; Schmitt, S. "Rapid Prototyping in dentistry: Technology and application" *Int J Adv Manuf Technol*, 2006; 29: 317-35.
30. Mäkitie, A; Paloheimo, KS; Björkstrand, R; Salmi, M; Kontio, R; Salo, J; Yan, Y; Paloheimo, M; Tuomi, J. "Medical applications of rapid prototyping--three-dimensional bodies for planning and implementation of treatment and for tissue replacement". *Duodecim*. 2010; 126(2): 143-51.
31. Melchels, F; Feijen, J; Grijpma, D. "A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering". *Biomaterials*, 2010; 31: 6121-30.
32. Migaud, H; Cortet, B; Assaker, R; Fontaine, C; Kulik, JF; Duquennoy, A. "Value of a synthetic osseous model obtained by stereo-lithography for preoperative planning. Correction of a complex femoral deformity caused by fibrous dysplasia". *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.*, 1997; 83(2):156-9.
33. Nikzad, S; Azari, A. "A novel stereolithographic surgical guide template for planning treatment involving a mandibular dental implant". *J Oral Maxillofac Surg* (2008) 66: 1446-54.
34. Petzold, R; Zeilhofer, H; Kalender, W. "Rapid prototyping technology in medicine—basics and applications". *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 1999; 23: 277-84.
35. Robiony, M; Salvo, I; Costa, F; Zerman, N; Bazzocchi, M; Toso, F; Bandera, C; Filippi, S; Felice, M; Politi, M. "Virtual reality surgical planning for maxillofacial

- distraction osteogenesis: The role of reverse engineering rapid prototyping and cooperative work". *J Oral Maxillofac Surg*, 2007; 65:1198-208.
36. Rohner, D; Bucher, P; Hammer, B. " Prefabricated fibular flaps for reconstruction of defects of the maxillofacial skeleton: Planning, Technique and Long-term Experience" (Article proof). *Oral & Craniofacial Tissue Engineering*, 2011; 1(1).
 37. Rohner, D; Jaquiéry, C; Kunz, C; Bucher, P; Maas, H; Hammer, B. " Maxillofacial reconstruction with prefabricated osseous free flaps: A 3-year experience with 24 patients" *Plast Reconstr. Surg.*, 2003; 112: 748-57.
 38. Schmelzeisen, R; Neukam, F.W; Shiota, T; Specht, B; Wichmann, M. Postoperative function after implant insertion in vascularized bone grafts in maxilla and mandible. *Plast Reconstr Surg*, 1996; 97(4):719-25.
 39. Schramm A, Gellrich NC, Gutwald R, Schipper J, Bloss H, Hustedt H, Schmelzeisen R, Otten JE. Indications for computer-assisted treatment of cranio-maxillofacial tumors. *Comput Aided Surg*. 2000;5(5): 343-52.
 40. Shenaq, SM; Klebuc MJ. "The iliac crest microsurgical free flap in mandibular reconstruction". *Clin Plast Surg*. 1994 Jan; 21(1):37-44.
 41. Silva, D; Oliveira, M; Meurer, E; Meurer, M; Silva, J; Santa-Bárbara, A. "Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction". *J Cranio-Maxillofac Surg*, 2008; 36: 443-44
 42. Törnwall, J; Kontio, R. "Reconstruction of the oral cavity and the maxillomandibular region". *Duodecim*, 2010; 126 (6):717-25.
 43. Urken, ML; Vickery, C; Weinberg, H; Buchbinder, D; Lawson, W; Biller, HF. "The internal oblique-iliac crest osseomyocutaneous free flap in oromandibular reconstruction. Report of 20 cases". *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 1989; 115 (3): 339-49.
 44. Wagner, J. "Preoperative assessment and preparation for mandible reconstruction". *Operative Techniques in Plastic and Reconstructive Surgery*, 1996; 3(4); 217-25.
 45. Wallace, C; Chang, Y; Tsai, C; Wei, F. "Harnessing the potential of the free fibula osteoseptocutaneous flap in mandible reconstruction". *Plast Reconstr. Surg*, 2010; 125: 305-14.
 46. Wang, T; Tseng, C; Hsieh, C; Hsu, M; Shen, B; Perng, C; Tiu, C. " Using computer-aided design paper model for mandibular reconstruction: A preliminary report". *J Oral Maxillofac Surg*, 2009; 67: 2534-40.

47. Wei, Fu-Chan; Santamaria, Eric; Chang, Yang-Ming ; Chen, Hung-Chi. "Mandibular Reconstruction With Fibular Osteoseptocutaneous Free Flap and Simultaneous Placement of Osseointegrated Dental Implants" J Craniofac Surg., 1997; 8 (6): 512-21.
48. Weitz, J; Deppe, H; Stopp, S; Lueth, T; Mueller, S; Hohlweg-Majert, Bettina. "Accuracy of templates for navigation implantation made by rapid prototyping with DICOM datasets of cone beam computer tomography (CBCT). Clin Oral Invest, 2010; Set 21 (Epub ahead of print)
49. Winder, J; Bibb, R. "Medical rapid prototyping technologies: State of art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery". J Oral Maxillofac Surg, 2005; 63: 1006-101.

Stereolithography 3D Systems, Inc.

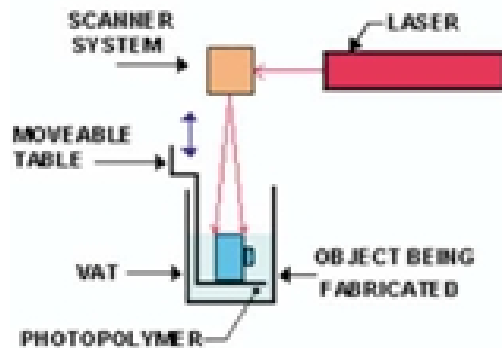


Fig. 1 – Processo de Estereolitografia

Selective Laser Sintering 3D Systems, Inc.

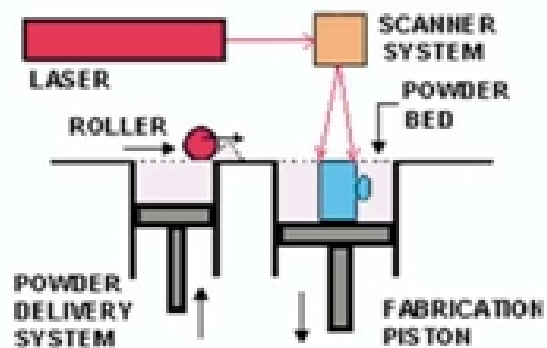


Fig. 2- Processo de Sinterização Selectiva a Laser (Feinberg, 2005)

Fused Deposition Modeling Stratasys, Inc.

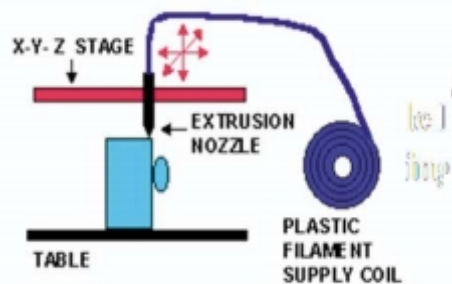


Fig. 3 – Fabricação de biomodelos por Deposição de material termoplástico (Feinberg, 2005)

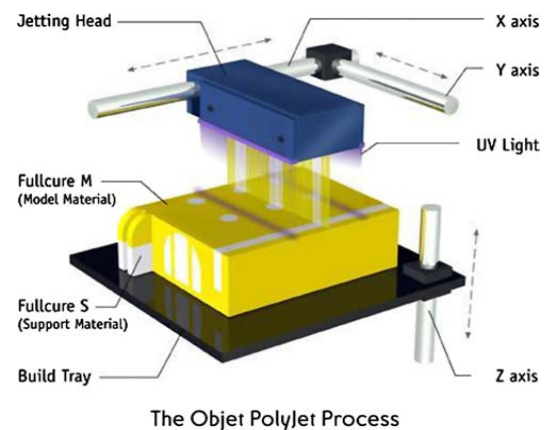


Fig. 4 – Processo de prototipagem por Polyjet (Lambrecht, 2008)

3D Printing ZCorp (systems) Therics Corp. (biomaterials)

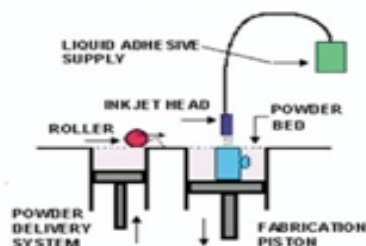


Fig. 5- Fabricação por Impressão Tridimensional (Feinberg, 2005)

Anexo II – Planeamento cirúrgico



Fig. 1- Biomodelo de menino de 12 anos com cancro ao nível do maxilar



Fig. 2- Imagem virtual do crânio com defeito maxilar

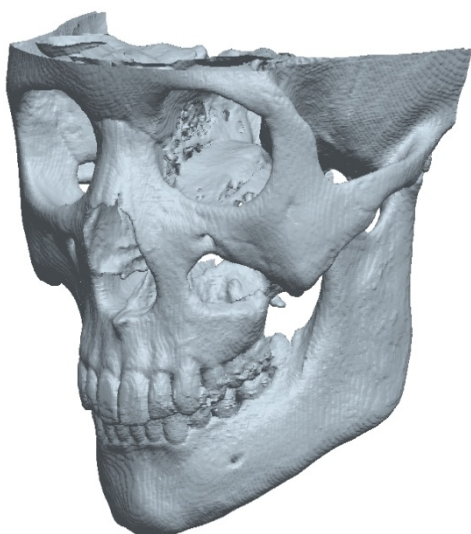


Fig.4- Imagem virtual do crânio com defeito maxilar

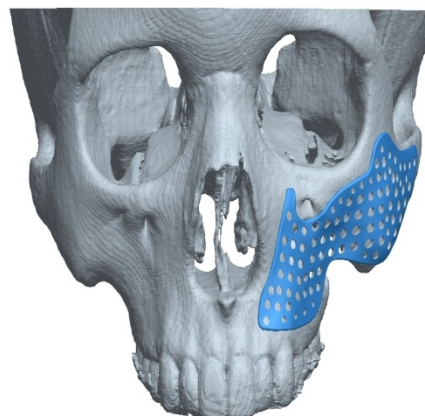


Fig.5- Imagem virtual com implante de titânio

Imagens gentilmente cedidas pelo Professor Doutor Risto Kontio, da Universidade de Helsínquia.

Anexo II – Planeamento cirúrgico

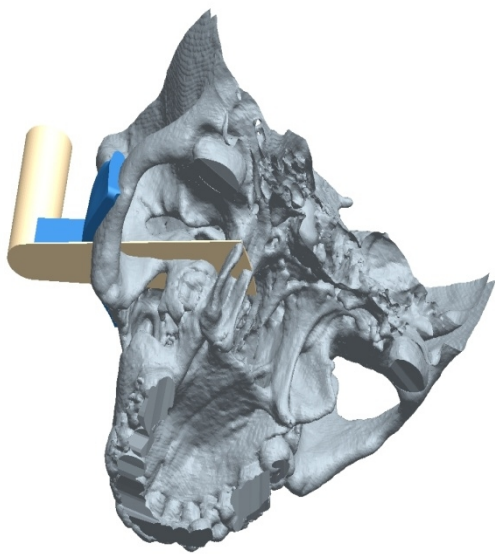


Fig.6- Imagem virtual com guia cirúrgica

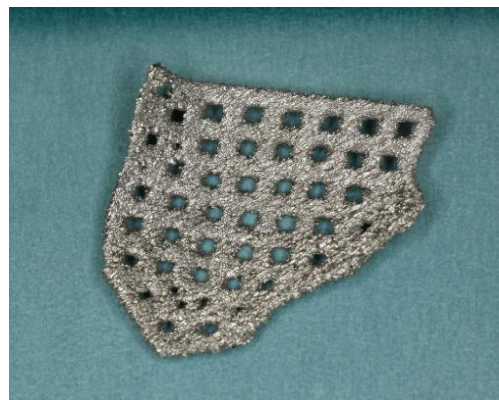


Fig.7- Implante em titânio



Fig. 8- Biomodelo com implante



Fig. 9-Planeamento virtual

Imagens gentilmente cedidas pelo Professor Doutor Risto Kontio, da Universidade de Helsínquia.

Anexo II – Planeamento cirúrgico

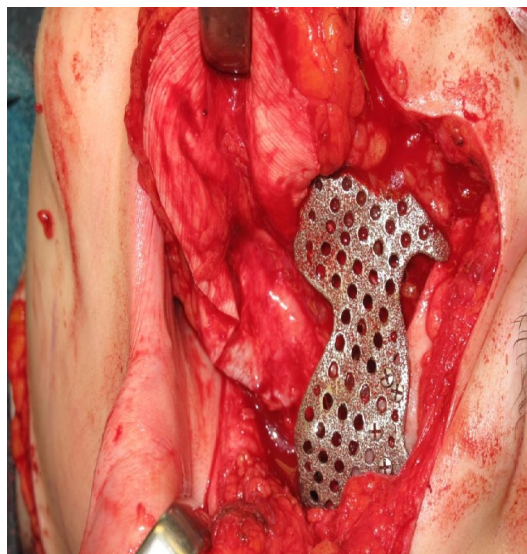
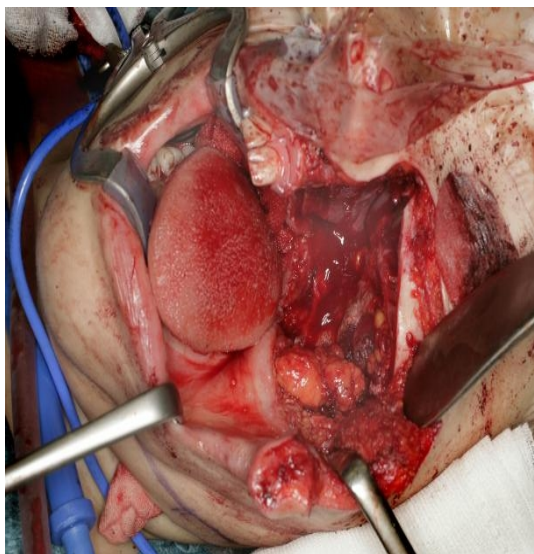


Fig. 10 e 11- Fotografias intra-operatórias da colocação do implante de titânio



Fig. 12- Visão intra-oral pós-operatória



Fig. 13- Visão extra-oral pós-operatória

Imagens gentilmente cedidas pelo Professor Doutor Risto Kontio, da Universidade de Helsínquia.

Anexo III - Zonas dadoras

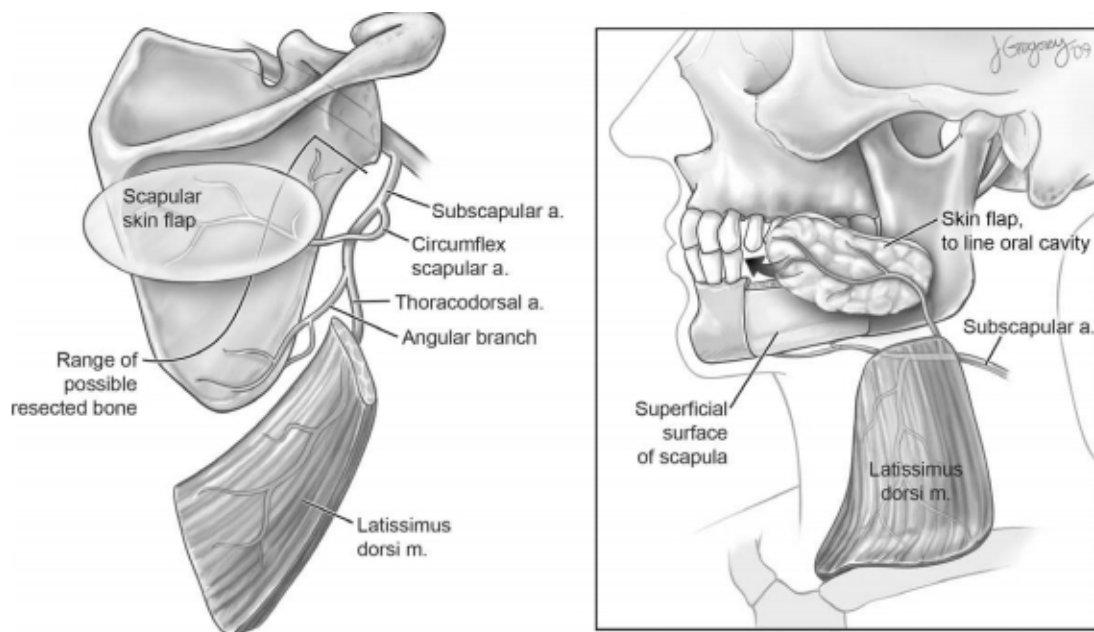


Fig. 1- Anatomia do retalho da omoplata e exemplo da sua inserção num defeito mandibular (Bak,2010)

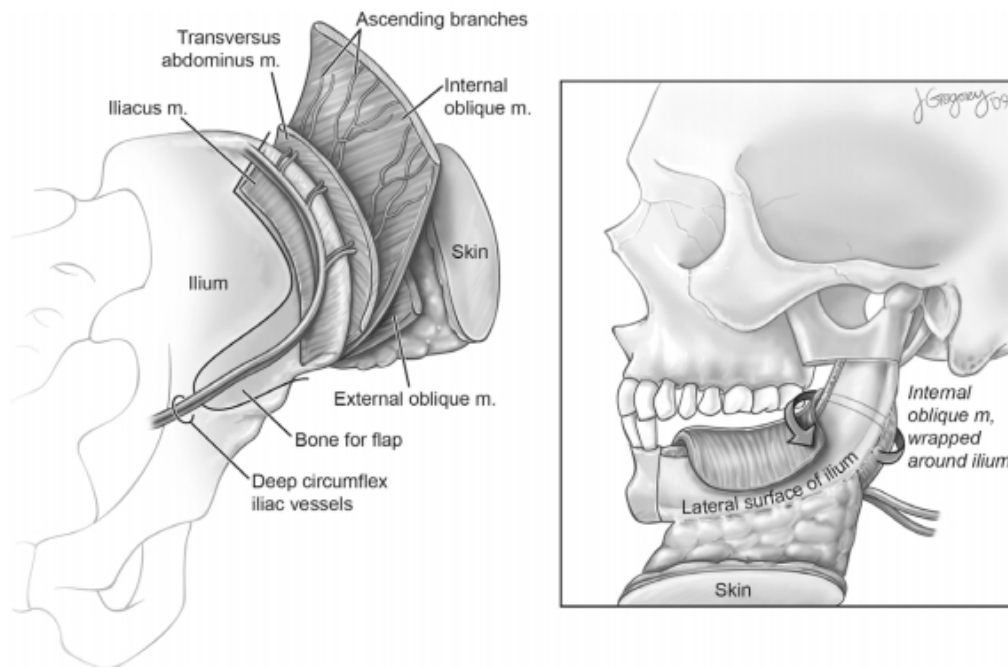


Fig.2 - Anatomia do retalho da crista ilíaca e exemplo da sua inserção num defeito mandibular (Bak, 2010)

Anexo III – Zonas dadoras

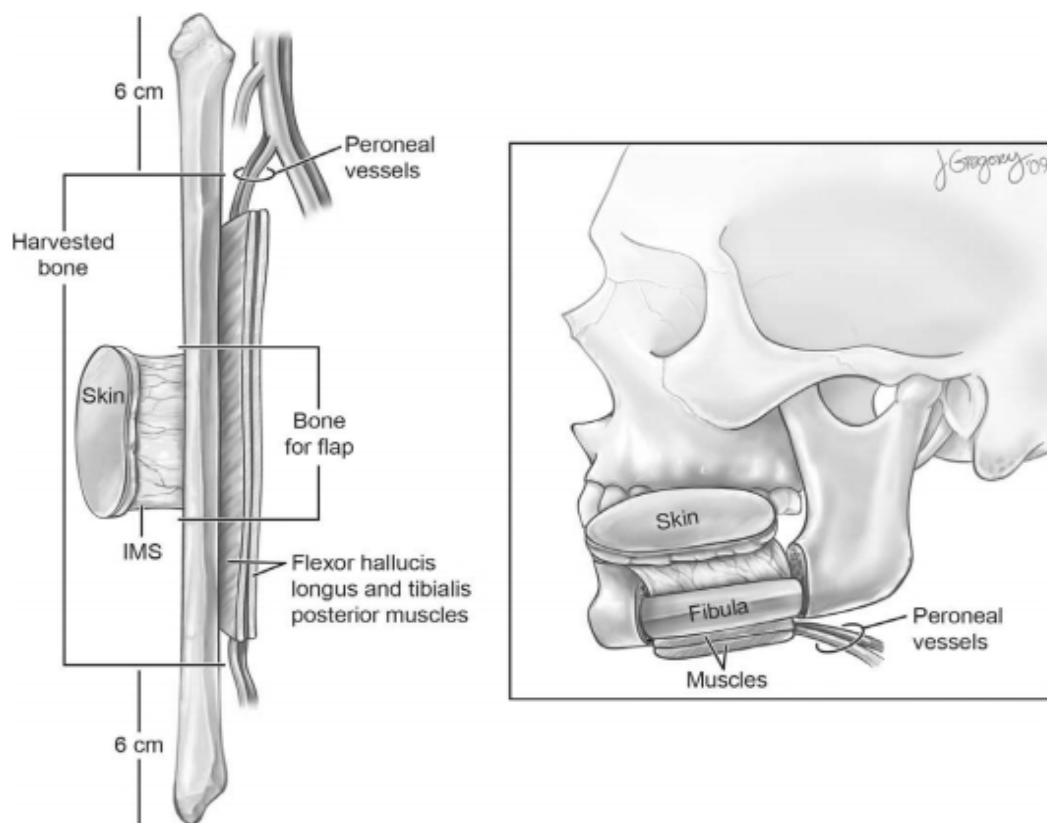


Fig. 3- Anatomia do retalho do perônio e exemplo da sua inserção num defeito mandibular (Bak, 2010).

Anexo IV- Técnica cirúrgica com Retalhos Pré-fabricados



Fig. 1 e 2 - Fase de planeamento: Foi preparada uma prótese dentária provisória, que foi integrada num biomodelo com o defeito maxilo-mandibular que vai ser reconstruído cirurgicamente.

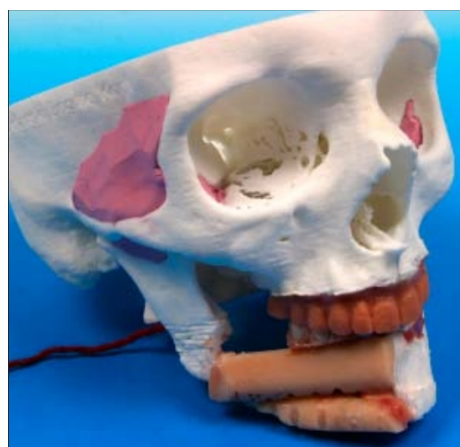


Fig. 3 e 4- O retalho, neste caso de perónio, é colocada no modelo de modo a permite o posicionamento do implante dentário e reconstrução simultânea dos defeitos do complexo maxilo-zygomático e mandíbula.

Imagens gentilmente cedidas pelo Professor Doutor Dennis Rohner, do Cranio-Facial Center Hirslanden na Suíça.

Anexo IV - Técnica cirúrgica com Retalhos Pré-fabricados

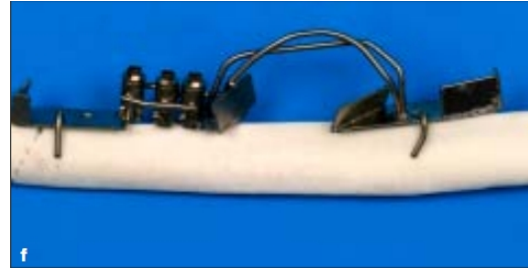
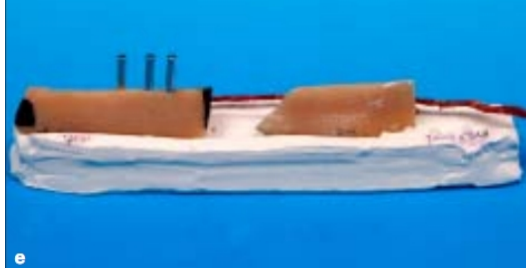


Fig. 5 e 6- As posições dos implantes e a forma e posições dos fragmentos de perônio são determinados, e uma guia cirúrgica é fabricada para permitir a transferência do retalho ao local receptor durante a cirurgia.



Fig. 7- A superfície do perônio utilizado para pré-fabricação do retalho é exposto

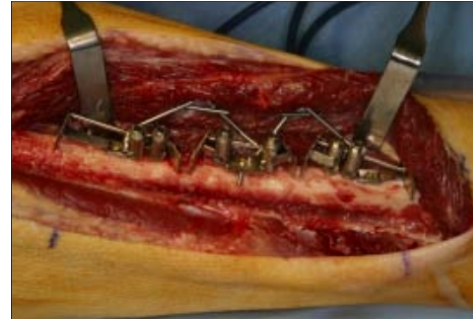


Fig. 8 – A guia cirúrgica é fixada ao osso e os implantes podem ser inseridos

Imagens gentilmente cedidas pelo Professor Doutor Dennis Rohner, do Cranio-Facial Center Hirslanden na Suíça.

Anexo IV- Técnica cirúrgica com Retalhos Pré-fabricados

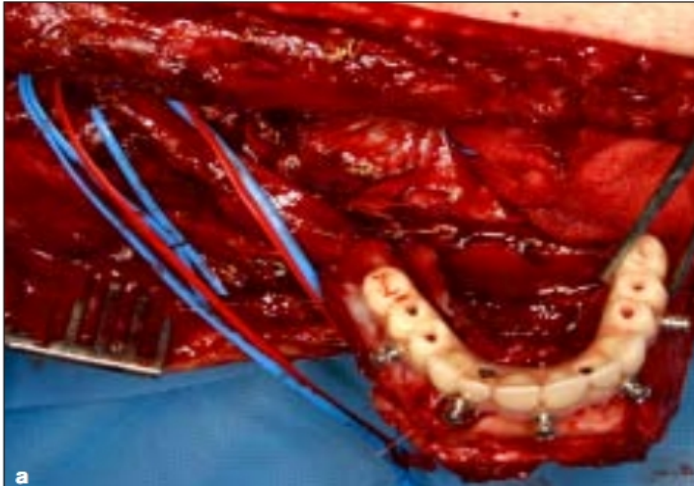


Fig. 9 - Depois de um período de cicatrização de 6 a 8 semanas, o retalho de perônio é recolhido através de osteotomias realizadas com o auxílio da guia cirúrgica e com a prótese provisória colocada sobre os implantes. O retalho está ainda ligado ao pedículo vascular mas pronto para ser utilizado na reconstrução maxilo-mandibular.



Fig. 10 - Após a fixação do retalho com placas e conclusão do anastomoses, a fixação maxilo-mandibular é retirada e o doente pode utilizar as suas funções orais.

Imagens gentilmente cedidas pelo Professor Doutor Dennis Rohner, do Cranio-Facial Center Hirslanden na Suíça.

